

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Hidenobu SAKAMOTO, et al.

GAU:

SERIAL NO: NEW APPLICATION

EXAMINER:

FILED: HEREWITH

FOR: RADIATION TREATMENT SYSTEM AND METHOD

REQUEST FOR PRIORITY

ASSISTANT COMMISSIONER FOR PATENTS
WASHINGTON, D.C. 20231

SIR:

- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.
- ☐ Full benefit of the filing date of U.S. Provisional Application Serial Number, filed, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e).
- ☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

<u>COUNTRY</u>	<u>APPLICATION NUMBER</u>	<u>MONTH/DAY/YEAR</u>
Japan	2001-014870	January 23, 2001

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

- ☒ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee
- ☐ were filed in prior application Serial No. filed
- ☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number .
Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.
- ☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and
(B) Application Serial No.(s)
- ☐ are submitted herewith
- ☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.



Marvin J. Spivak

Registration No. 24,913

C. Irvin McClelland

Registration Number 21,124



22850



日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

2001年 1月23日

出 願 番 号
Application Number:

特願2001-014870

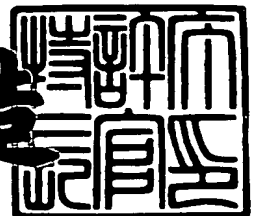
出 願 人
Applicant(s):

三菱電機株式会社

2001年 2月 9日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3006762

【書類名】 特許願
【整理番号】 528213JP01
【提出日】 平成13年 1月23日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 6/00
A61N 5/00
G06T 11/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱電機株式会社
社内

【氏名】 坂本 豪信

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱電機株式会社
社内

【氏名】 蒲 越虎

【特許出願人】

【識別番号】 000006013

【氏名又は名称】 三菱電機株式会社

【代理人】

【識別番号】 100066474

【弁理士】

【氏名又は名称】 田澤 博昭

【選任した代理人】

【識別番号】 100088605

【弁理士】

【氏名又は名称】 加藤 公延

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 020640

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線照射システム及び放射線照射方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とを複数の単位照射領域に分割し、分割した各単位照射領域の形状に合わせて放射線を照射する放射線照射シミュレーションを実行するシミュレーション手段と、

このシミュレーション手段が上記放射線照射シミュレーションを実行すると、上記放射線照射領域において放射線が適切な線量で一様に照射される度合である平坦度が所望の範囲内にあって、上記周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案する照射計画立案手段と

を備えた放射線照射システム。

【請求項 2】 シミュレーション手段は、放射線照射領域とその周辺領域とを格子状の単位照射領域に分割することを特徴とする請求項 1 記載の放射線照射システム。

【請求項 3】 シミュレーション手段は、放射線照射領域とその周辺領域とを帯状の単位照射領域に分割することを特徴とする請求項 1 記載の放射線照射システム。

【請求項 4】 シミュレーション手段は、放射線照射領域とその周辺領域とを同心円状の単位照射領域に分割することを特徴とする請求項 1 記載の放射線照射システム。

【請求項 5】 照射計画立案手段は、単位照射領域が放射線照射領域の境界に位置するとき、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量に応じて、上記境界に位置する単位照射領域に照射される放射線の線量の放射線照射領域に対する寄与度を判定することを特徴とする請求項 1 記載の放射線照射システム。

【請求項 6】 放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とを複数の単位照射領域に分割し、分割した各単位照射領域の形状に合わせて放射線を照射する放射線照射シミュレーションを実行するシミュレーションステップと、

上記放射線照射シミュレーションが実行されると、上記放射線照射領域におい

て放射線が適切な線量で一様に照射される度合である平坦度が所望の範囲内にあって、上記周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案する照射計画立案ステップと、

この照射計画立案ステップにて求めた放射線の照射計画に従って放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とに放射線を照射する放射線照射ステップと

を備えた放射線照射方法。

【請求項 7】 シミュレーションステップにて、放射線照射領域とその周辺領域とを格子状の単位照射領域に分割することを特徴とする請求項 6 記載の放射線照射方法。

【請求項 8】 シミュレーションステップにて、放射線照射領域とその周辺領域とを帯状の単位照射領域に分割することを特徴とする請求項 6 記載の放射線照射方法。

【請求項 9】 シミュレーションステップにて、放射線照射領域とその周辺領域とを同心円状の単位照射領域に分割することを特徴とする請求項 6 記載の放射線照射方法。

【請求項 10】 照射計画立案ステップにて、単位照射領域が放射線照射領域の境界に位置するとき、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量に応じて、上記境界に位置する単位照射領域に照射される放射線の線量の放射線照射領域に対する寄与度を判定することを特徴とする請求項 6 記載の放射線照射方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は陽子線・炭素線などの粒子線を照射して患者体内及び体表面の腫瘍などを治療する放射線照射システムに係り、特に放射線を照射すべき領域及びその周辺領域を含めた照射領域を複数に分割し、分割された各領域の形状に合わせて放射線照射のシミュレーションを行うことによって、放射線を照射すべき領域

において放射線ビームを一様に照射する度合である平坦度を維持するとともに、放射線の利用効率を向上させることができる放射線照射システム及び放射線照射方法に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

放射線照射治療は、患者の体内に発生した腫瘍に対して集中的に放射線を照射することにより、腫瘍を縮小、消滅することを目的とする治療法である。このような放射線照射治療を行う場合、治療領域である患者の腫瘍を含む放射線照射領域に対して一様に適量の放射線を照射する必要がある。その一方で放射線照射領域外の腫瘍周囲の健常組織に対しては、可能な限り放射線被曝を抑える必要がある。

【 0 0 0 3 】

上述したような放射線照射治療に使用される放射線のうち粒子線を使用する放射線照射システムについて説明する。ここでは、放射線照射システムの原理を簡単に説明するため、治療領域を半径 r の球とし患者を一辺が $4r$ の立方体として、上記立方体の中心に治療領域である球の中心が位置する場合について考える。

【 0 0 0 4 】

図 9 は上述したような粒子線を利用する従来の放射線照射システムの構成を示す図である。図において、101 は放射線照射治療すべき腫瘍などが存在する治療領域で、半径 r の球と仮定して一辺が $4r$ の立方体と仮定した患者 102 の立方体の中心にその中心が位置する。102 は患者であって、治療台 114 に固定されて放射線の照射を受ける。103 は放射線を照射すべき領域である放射線照射領域で、治療領域 101 を含む立体的な領域で定義される。104 は治療計画装置であって、患者 102 の治療すべき患部の状態に応じて放射線照射領域 103 を作成して放射線の照射方向や照射位置などのパラメータを設定する治療シミュレーションを行う。105 は加速器 107 の動作を制御する加速器制御装置で、治療計画装置 104 が行った治療シミュレーションにおける加速条件に従って放射線ビームを適切な強度に調節する。106 は照射制御装置であって、治療シミュレーションにおける設定条件に従って、ワブラ装置 108、散乱体装置 109

、線量モニタ装置 1 1 0、リッジフィルタ装置 1 1 1、レンジシフタ装置 1 1 2 及びコリメータ装置 1 1 3 をそれぞれ制御して、放射線ビームの照射方向や照射位置などを制御する。

【 0 0 0 5 】

1 0 7 は放射線ビームにエネルギーを提供する加速器で、荷電粒子からなる放射線ビームを高周波の加速電界によって加速するサイクロトロンやシンクロトロンなどが使用される。1 0 8 は放射線照射領域 1 0 3 に対応して放射線ビームを広げるために使用されるワブラ装置であって、偏向電磁石から構成されてこの偏向電磁石に 9 0 度位相の異なる正弦波電流を通電することで放射線照射領域 1 0 3 上で円形軌道を描くように放射線ビームを移動させる。1 0 9 はワブラ装置 1 0 8 とともに放射線照射領域 1 0 3 に対応して放射線ビームを広げるために使用される散乱体装置で、放射線ビームを散乱させる散乱体から構成される。

【 0 0 0 6 】

1 1 0 は放射線照射領域 1 0 3 に照射される放射線ビームの線量をモニタする線量モニタ装置であって、照射制御装置 1 0 6 にモニタした放射線ビームの線量を逐次出力する。1 1 1 は放射線ビームの飛程変調に使用されるリッジフィルタ装置で、一般的に表面に適当な溝を設けた真鍮などから作成され、放射線ビームの進行方向の広がりを調節する。1 1 2 はレンジシフタ装置であって、治療シミュレーションにおける設定条件に従って放射線ビームの進行方向の到達距離を調節する。1 1 3 は放射線照射領域 1 0 3 に対応して放射線ビームの通過径を調節するコリメータ装置で、1 1 4 は患者 1 0 2 を横臥させる治療台である。

【 0 0 0 7 】

次に動作について説明する。

先ず、粒子線治療を実施する前に不図示の X 線 C T で患者 1 0 2 の患部（治療領域 1 0 1 に相当する）を撮影して得られた患部の画像データを治療計画装置 1 0 4 に出力する。治療計画装置 1 0 4 は、入力した患部の画像データから解析された患部の状態に基づいて治療領域 1 0 1 にマージンとなる領域などを加えて放射線照射領域 1 0 3 を決定し、照射方向や照射位置などのパラメータを設定する治療シミュレーションを行う。

このとき、従来の放射線照射システムでは、治療領域 1 0 1 を半径 r の球とした場合、放射線照射領域 1 0 3 が半径 r の円となり、放射線ビームの進行方向に $2 r$ の S O B P (拡大ブラッグピーク) 幅を持つリッジフィルタ装置 1 1 1 が用いられる。また、加速器 1 0 7 では患者 1 0 2 体内での粒子線の到達距離が $3 r$ になる加速エネルギーで放射線ビームを加速し、ワブラ装置 1 0 8 と散乱体装置 1 0 9 とで放射線照射領域 1 0 3 内で放射線ビームが一様に照射される (平坦化) ように治療シミュレーションを実施する。

【 0 0 0 8 】

この他に、放射線ビームを的確に放射線照射領域 1 0 3 に照射するために、円筒状の放射線ビーム通過域を有する患者専用のコリメータを用いる場合と、汎用性のあるコリメータ装置 1 1 3 を用いる場合とがあるが、図 9 の例ではコリメータ装置 1 1 3 を用いる例を示している。

【 0 0 0 9 】

上記治療シミュレーションを具体的に説明すると、治療計画装置 1 0 4 が通常半径 r の円形の放射線照射領域 1 0 3 にコリメータが外接するものとしてコリメータ装置 1 1 3 の設定パラメータを計算し、この放射線照射領域 1 0 3 に対応して放射線ビームを広げるワブラ装置 1 0 8 並びに散乱体装置 1 0 9 の運転条件を選択する。また、放射線ビームの進行方向の広がり $2 r$ となるリッジフィルタを選択する。

【 0 0 1 0 】

このとき、患者 1 0 2 体内における放射線ビームの到達距離が丁度 $3 r$ とならない場合、到達距離が $3 r$ 以上となる放射線ビームエネルギーを提供する加速器 1 0 7 の運転条件を治療計画装置 1 0 4 が選択する。このあと、加速器 1 0 7 が提供した加速エネルギーに相当する到達距離と患者 1 0 2 体内における放射線ビームの到達距離 $3 r$ との距離差をレンジシフタ装置 1 1 2 で調節して、治療計画装置 1 0 4 が放射線照射領域 1 0 3 の最深部に一致する放射線ビームの照射条件を決定し、さらに、このときの放射線の照射線量を決定する。

【 0 0 1 1 】

治療計画装置 1 0 4 が決定した線量分布が妥当であるか否かをチェックして妥

当であると判断されると、治療計画装置 1 0 4 は上記治療シミュレーションで得られた放射線照射システムの設定パラメータを加速器制御装置 1 0 5 及び照射制御装置 1 0 6 に出力する。この設定パラメータを受けると、加速器制御装置 1 0 5 及び照射制御装置 1 0 6 は上記設定パラメータを加速器 1 0 7、ワブラ装置 1 0 8、散乱体装置 1 0 9、線量モニタ装置 1 1 0、リッジフィルタ装置 1 1 1、レンジシフタ装置 1 1 2 及びコリメータ装置 1 1 3 に設定する。

このあと、患者 1 0 1 を治療台 1 1 4 に横臥させて固定し、放射線照射領域 1 0 3 を照射位置に合わせ、放射線照射領域 1 0 3 に放射線を照射し、線量モニタ装置 1 1 0 で所定の線量の放射線ビームが照射されると、放射線ビームの照射を停止して 1 回の治療を完了する。

【 0 0 1 2 】

次に、粒子線治療で用いられる放射線照射領域 1 0 3 に放射線ビームを一様に照射する平坦化を行うための一般的な方法について説明する。以降、放射線照射領域 1 0 3 に放射線ビームを一様に照射することを、説明の簡単のために単に照射野の平坦化と称する。

一般的に、照射野の平坦化には二重散乱体を用いる二重散乱体方式とワブラ装置と散乱体装置とを用いるワブラ方式とがある。これらいずれの方式も円形照射野（円形の放射線照射領域 1 0 3）を形成する方式である。

【 0 0 1 3 】

具体的に説明すると、二重散乱体方式では放射線ビームの軸方向に離して配置した 2 種類の散乱体を用いて、放射線ビームの散乱の程度を大きくするとともに、放射線ビームの利用効率を高めるように散乱を行って照射野の平坦化を行うものである。照射野（放射線照射領域 1 0 3）の大きさと 2 種類の散乱体の散乱条件、散乱体の形状には密接な関係があり、これらの関係を求めて所定の照射野を形成している。二重散乱体方式における放射線の利用効率は 3 0 % 程度といわれている。なお、放射線の利用効率とは照射野の平坦化のために照射野外に照射された放射線量を含めた全放射線量に対する照射野内に照射された放射線量の割合に相当する。

【 0 0 1 4 】

また、ワブラ方式は回転磁場を発生するワブラ装置で放射線ビームを回転させ、この放射線ビームを散乱体によって散乱させてビーム径を広げて、放射線ビームが1回転した時に所定の平坦度（放射線照射領域103に放射線ビームを照射する際の一様性の度合で、放射線照射領域103に照射された放射線ビームの到達量の違いで与えられる）の照射野を形成させるものである。このワブラ方式では照射野が大きくなると放射線ビームの回転半径が大きくなるとともに、放射線ビームを広げる散乱体の厚さが厚くなる。

【0015】

照射野の大きさ（ r_{max} ）、放射線ビームの回転半径（ R_0 ）、散乱体通過後の放射線ビームの広がり（ σ_a ）の間には、照射野の平坦度が±2%であると下記式で与えられる関係がある。このとき、加速器から供給される放射線ビームの特性から所定の関係式に従って照射野を形成している。ワブラ方式では、放射線ビームの回転半径内側の84%の領域にある放射線（粒子線）が利用されるので、放射線の利用効率は30%程度となる。

$$R_0 : \sigma_a : r_{max} = 1.00 : 0.90 : 0.84$$

ここで、平坦度をさらに上げて±1%とすると、上記関係式における r_{max} が小さくなり、放射線の利用効率が悪くなる。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】

従来の放射線照射システムは以上のように構成されているので、二重散乱体方式やワブラ方式によって形成される円形の放射線照射領域103に対して治療シミュレーションを行って各装置の設定パラメータを決定していることから、放射線の利用効率が低いという課題があった。

【0017】

上記課題を具体的に説明すると、実際の放射線照射領域103は一般的に円形照射野ではないので、二重散乱体方式やワブラ方式によって照射野の平坦化を行うと放射線照射領域103外に照射される放射線の占める割合が多くなり放射線の利用効率が悪くなる。例えば、上記ワブラ方式における放射線の利用効率は理論値で30%であったが、実際にはこれよりも悪く、放射線照射領域103が円

形照射野の $1/2$ しか占めないとする放射線の利用効率は 15% に下がってしまう。

【0018】

この発明は上記のような課題を解決するためになされたもので、放射線を照射すべき領域及びその周辺領域を含めた照射領域を複数に分割し、分割された各領域の形状に合わせて放射線照射のシミュレーションを行うことによって、放射線を照射すべき領域において放射線ビームを一様に照射する度合である平坦度を維持するとともに、放射線の利用効率を向上させることができる放射線照射システム及び放射線照射方法を得ることを目的とする。

【0019】

【課題を解決するための手段】

この発明に係る放射線照射システムは、放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とを複数の単位照射領域に分割し、分割した各単位照射領域の形状に合わせて放射線を照射する放射線照射シミュレーションを実行するシミュレーション手段と、このシミュレーション手段が放射線照射シミュレーションを実行すると、放射線照射領域において放射線が適切な線量で一様に照射される度合である平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案する照射計画立案手段とを備えるものである。

【0020】

この発明に係る放射線照射システムは、シミュレーション手段が放射線照射領域とその周辺領域とを格子状の単位照射領域に分割するものである。

【0021】

この発明に係る放射線照射システムは、シミュレーション手段が放射線照射領域とその周辺領域とを帯状の単位照射領域に分割するものである。

【0022】

この発明に係る放射線照射システムは、シミュレーション手段が放射線照射領域とその周辺領域とを同心円状の単位照射領域に分割するものである。

【0023】

この発明に係る放射線照射システムは、単位照射領域が放射線照射領域の境界に位置するとき、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量に応じて、境界に位置する単位照射領域に照射される放射線の線量の放射線照射領域に対する寄与度を照射計画立案手段が判定するものである。

【 0 0 2 4 】

この発明に係る放射線照射方法は、放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とを複数の単位照射領域に分割し、分割した各単位照射領域の形状に合わせて放射線を照射する放射線照射シミュレーションを実行するシミュレーションステップと、放射線照射シミュレーションが実行されると、放射線照射領域において放射線が適切な線量で一様に照射される度合である平坦度が所望の範囲内にある、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案する照射計画立案ステップと、この照射計画立案ステップにて求めた放射線の照射計画に従って放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とに放射線を照射する放射線照射ステップとを備えるものである。

【 0 0 2 5 】

この発明に係る放射線照射方法は、シミュレーションステップにて、放射線照射領域とその周辺領域とを格子状の単位照射領域に分割するものである。

【 0 0 2 6 】

この発明に係る放射線照射方法は、シミュレーションステップにて、放射線照射領域とその周辺領域とを帯状の単位照射領域に分割するものである。

【 0 0 2 7 】

この発明に係る放射線照射方法は、シミュレーションステップにて、放射線照射領域とその周辺領域とを同心円状の単位照射領域に分割するものである。

【 0 0 2 8 】

この発明に係る放射線照射方法は、照射計画立案ステップにて、単位照射領域が放射線照射領域の境界に位置するとき、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量に応じて、境界に位置する単位照射領域に照射される放射線の線量の放射線照射領域に対する寄与度を判定するものである。

【 0 0 2 9 】

【発明の実施の形態】

以下、この発明の実施の一形態を説明する。

実施の形態 1.

図 1 はこの発明の実施の形態 1 による放射線照射システムの構成を示す図である。図において、1 は放射線照射治療すべき腫瘍などが存在する治療領域で、半径 r の球と仮定して一辺が $4 r$ の立方体と仮定した患者 2 の立方体の中心にその中心が位置する。2 は患者であって、治療台 1 4 に固定されて放射線の照射を受ける。3 は放射線を照射すべき領域である放射線照射領域で、治療領域 1 を含む立体的な領域で定義される。4 は治療計画装置（シミュレーション手段、照射計画立案手段）であって、患者 2 の治療すべき患部の状態に応じて放射線照射領域 3 を作成するとともに、この放射線照射領域 3 とその周辺領域とを格子状に分割して、その格子点（単位照射領域）に合わせて放射線を照射するための各装置の制御パラメータ（放射線照射条件）を加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に設定する。この他に、治療計画装置 4 は、上記制御パラメータに従って加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 が治療シミュレーション（放射線照射シミュレーション）を実行すると、放射線照射領域 3 の平坦度が所望の範囲内にあって、その周辺領域内で放射線が照射される格子点の数が最小となる各装置の制御パラメータを求め、これを反映した放射線の照射計画を立案する。

【 0 0 3 0 】

5 は加速器 7 の動作を制御する加速器制御装置（シミュレーション手段）で、治療計画装置 4 から入力した制御パラメータに従って治療シミュレーションにおける放射線ビーム強度を調節する。6 は照射制御装置（シミュレーション手段）であって、治療計画装置 4 から入力した制御パラメータによる設定条件に従って、ワブラ装置 8、散乱体装置 9、線量モニタ装置 1 0、リッジフィルタ装置 1 1、レンジシフタ装置 1 2 及びコリメータ装置 1 3 をそれぞれ制御して、治療シミュレーションを実行する。7 は放射線ビームにエネルギーを提供する加速器で、従来と同様に、荷電粒子からなる放射線ビームを高周波の加速電界によって加速するサイクロトロンやシンクロトロンなどが使用される。8 はワブラ装置であっ

て、照射制御装置 6 によって通電電流が制御される偏向電磁石によって粒子線（放射線）に所定の偏向角度を与えて放射線ビームを格子点に照射させる。9 はワブラ装置 8 から出力した放射線ビームを入力して所定のビーム形状を与える散乱体装置で、放射線ビームを散乱させる散乱体から構成される。

【 0 0 3 1 】

1 0 は放射線照射領域 3 に照射される放射線ビームの線量をモニタする線量モニタ装置であって、モニタした放射線ビームの線量を照射制御装置 6 に逐次出力する。1 1 は放射線ビームの飛程変調に使用されるリッジフィルタ装置で、従来と同様に表面に適当な溝を設けた真鍮などから作成されて、放射線ビームの進行方向の広がり調節する。1 2 はレンジシフタ装置であって、治療シミュレーションにおける設定条件に従って放射線ビームの進行方向の到達距離を調節する。1 3 は放射線照射領域 3 に対応して放射線ビームの通過径を調節するコリメータ装置で、1 4 は患者 2 を横臥させる治療台である。なお、この実施の形態 1 では放射線のうち粒子線を使用する放射線照射システムについて説明する。

【 0 0 3 2 】

図 2 は実施の形態 1 による放射線照射領域及びその周辺領域の分割例を示す図である。図 2 において、放射線照射領域 3 の中心に相当する治療中心を原点として X 軸、Y 軸方向に一辺 a の正方形で分割している。また、放射線照射領域 3 の外部の周辺領域も同様に分割している。この実施の形態 1 による放射線照射システムは、図 2 における一辺 a の正方形の境界線である縦横の線の交点（格子点）に放射線（粒子線）を照射する。

【 0 0 3 3 】

ここで、実施の形態 1 による放射線照射システムの動作を説明する前に、放射線照射領域 3 の平坦化（以降、照射野の平坦化と称する）の条件について説明する。一般的に粒子線（放射線）のビームはガウス分布近似することができる。この実施の形態 1 においても放射線ビームがガウス分布するものとして取り扱う。

まず、2 次元ガウス分布を有する粒子線（放射線）を用いた場合の照射野の平坦化条件は以下のように求められる。2 次元ガウス分布の等方的なビーム形状が標準偏差 $\sigma_{x y}$ であるすると、2 次元ガウス分布を有する粒子線のビーム形状（

ビームサイズ)は下記式(1)で与えられる。また、等間隔 a で分割された領域を含む平面内で放射線ビームを移動(ステップサイズ ΔX 、 ΔY)させて、各点で同じ線量を照射した場合の線量分布は下記式(2)で計算することができる。

【数1】

$$d(x_i, y_j, x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_{xy}^2} e^{-\frac{(x-x_i)^2 + (y-y_j)^2}{2\sigma_{xy}^2}} \quad (1)$$

【数2】

$$D(x, y) = \sum_{ij} d(x, y, x_i, y_j) \quad (2)$$

ここで、 x_i 、 y_j は下記式(3)で与えられる。

$$x_i = i \times \Delta x, \quad y_j = j \times \Delta y \quad (3)$$

但し、 $i, j = \pm 1, \pm 2, \pm 3, \pm 4, \dots$

【0034】

図3は放射線ビームのステップサイズを放射線の等方的なビーム形状(標準偏差 σ_{xy})で規格化した値と照射野の平坦度との関係を示すグラフ図である。図に示すように、 $\Delta x = \Delta y$ と仮定して上述した関係式から、放射線ビームのステップサイズ ΔX 、 ΔY をビーム形状(標準偏差 σ_{xy})で規格化した値に対して照射野の平坦度はなだらかに単調増加する。ここで、例えば照射野の平坦度を $\pm 1\%$ とすると、ステップサイズはビーム形状(標準偏差 σ_{xy})の1.8倍にとればよいことが分かる。これは、任意のビーム形状が与えられている場合に分割間隔 a をビーム形状の1.8倍にとれば横方向照射野の平坦度は $\pm 1\%$ になることを示しており、横方向のステップサイズ a が決められている場合にはビーム形状を $a/1.8$ に加工すればよいことになる。因みに平坦度を $\pm 2\%$ にすると、図3からステップサイズはビーム形状の1.9倍程度にすればよいことになる。

【0035】

一方、上述のように照射野の平坦度を $\pm 1\%$ 以下にする場合には、粒子線(放射線)のステップサイズをビーム形状(標準偏差 σ_{xy})の1.8倍にすればよ

い。このことは、格子状に粒子線を照射する場合に $1.8\sigma_{xy}$ 離れた最近接の格子点から照射される粒子線の寄与はあるが、さらに $1.8\sigma_{xy}$ 離れた次の最近接の格子点は $3.6\sigma_{xy}$ 離れることになるので粒子線の寄与が殆ど無視できることを意味している。換言すると、照射野端外（放射線照射領域 3 の周辺領域）にある格子点において、安全を見て $5.4\sigma_{xy}$ 離れた格子点に対して放射線を照射する必要性がないことを示している。従って、照射野端部（放射線照射領域 3 の境界）から $3.6\sigma_{xy}$ 離れた格子点までの放射線の照射で、十分に照射野の平坦度を確保することができる。

上述したような所望の照射野の平坦度が得られるとともに放射線照射領域 3 の周辺領域における格子点が最小となる（周辺領域に照射される放射線の線量が最小となる）条件は、治療シミュレーションの実行中に治療計画装置 4 によってその具体的な制御パラメータが算出される。

【 0 0 3 6 】

次に動作について説明する。

まず、粒子線治療を実施する前に不図示の X 線 CT で患者 2 の患部（治療領域 1 に相当する）を撮影して得られた患部の画像データを治療計画装置 4 に出力する。治療計画装置 4 は、入力した患部の画像データから解析された患部の状態に基づいて治療領域 1 にマージンとなる領域などを加えて放射線照射領域 3 を決定する。このとき、実施の形態 1 による治療計画装置 4 における放射線の照射領域を形成する治療シミュレーションでは、図 2 に示すように放射線照射領域 3 及びその周辺領域を格子状に分割し、その格子点（単位照射領域）に等量の放射線（粒子線）を照射するものとする。

【 0 0 3 7 】

治療計画装置 4 は、上述した格子点に放射線を照射させるための制御パラメータを算出して加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に出力する。治療計画装置 4 からの制御パラメータに従って、照射制御装置 6 は半径 r の円と仮定した放射線照射領域 3 に外接するようにコリメータ装置 13 の開度パラメータを設定し、さらにワブラ装置 8、散乱体装置 9、線量モニタ装置 10、リッジフィルタ装置 11 及びレンジシフタ装置 12 の動作を制御する。これに伴って、加速器制御装置

5が加速器7を制御することで、図3に示した格子点の間隔長によって決定されるビーム形状の放射線（粒子線）を発生させて治療シミュレーションを実行する（シミュレーションステップ）。ここで、放射線（粒子線）を格子点に照射するには、照射制御装置6によってワブラ装置8の通電電流を制御して、放射線に所定の偏向角度を与えることで実現することができる。

このようにして実行される治療シミュレーションにおいて、治療計画装置4が放射線照射領域3の端部から外側にどの格子点まで放射線を照射すると放射線照射領域3内部で所望の平坦度が得られるかを判定する。

【0038】

また、上記の場合では放射線照射領域3の端部から3格子点以上離れた部分に対して放射線を照射しなくてもよいので、放射線を照射する格子点の座標を治療シミュレーションで求めることができる。ここで、放射線照射領域3の端部から3格子点以上離れた部分に対して放射線を照射しなくてもよい理由を説明する。2次元ガウス分布において標準偏差 σ に相当する距離だけ放射線ビームの中心（ビーム軸）から離れると、中心部分の強度の0.368（ $1/e$ ； $e=2.71828\dots$ ）まで強度が減少する。一般的には 3σ 離れると、中心部分の強度の0.01未満まで強度が減少することから、中心部分から 3σ 離れた格子点から放射線照射領域3内に入ってくる粒子（放射線）は、0.01未満で考えている1%の照射野の平坦度（0.01）にほとんど影響を与えない。これによって、この実施の形態1では、放射線照射領域3の端部から3格子点以上離れた格子点から放射線照射領域3内部への寄与を無視することになっている。

【0039】

以上のようにして実行される治療シミュレーションにおいて、治療計画装置4が図3に示すような関係に従って所望の照射野の平坦度で放射線照射領域3外に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を与える制御パラメータが算出する。このあと、線量モニタ装置10を用いて治療計画装置4が上記制御パラメータに従って照射した放射線の線量分布が妥当であるか否かを判定する。これによって妥当であると判定されると、治療計画装置4は放射線を照射すべき格子点の制御パラメータを反映した放射線照射計画を立案する（照射計画立案ステ

ップ)。

【0040】

上記放射線照射計画における制御パラメータは治療計画装置4から加速器制御装置5及び照射制御装置6に出力される。加速器制御装置5及び照射制御装置6は、治療計画装置4から入力した治療シミュレーションと同じ制御パラメータを加速器7、ワブラ装置8、散乱体装置9、線量モニタ装置10、リッジフィルタ装置11、及びレンジシフタ装置12に設定し、さらに、放射線照射領域3に対応した開度データを計算してコリメータ装置13に設定する。

【0041】

このあと、患者2を治療台14に横臥させて固定し、放射線照射領域3を照射位置に合わせる。照射制御装置6は放射線照射領域3に対して放射線を照射する場合、放射線を照射する格子点に対応した位置に放射線(粒子線)を設定させるためにワブラ装置8を制御するとともに、散乱体装置9に所定のビーム形状を与える散乱体を設定し、線量モニタ装置10に上記放射線照射計画に従った照射線量を設定する。

【0042】

上述のように制御パラメータが設定されると、各格子点に対する放射線(粒子線)の照射を開始し、線量モニタ装置10がモニタする線量が所定値となると、照射制御装置6は放射線ビームを止めて次の格子点に放射線を移動させるよう制御して、線量モニタ装置10に同じ線量を設定し、放射線の照射を続行する(放射線照射ステップ)。以上の動作が放射線を照射すべき全ての格子点に対して行われると、1回の放射線照射治療が完了する。

【0043】

この実施の形態1では、照射野の平坦化のために、放射線照射領域3の端部(境界)から3格子点以内の周辺領域にも放射線を照射しないと放射線照射領域3内部の平坦度が保証できない。このため、放射線照射領域3の端部(境界)から2格子点までの周辺領域に照射される放射線の一部が無駄になっている。

つまり、放射線照射領域3が半径 r の円形で、その直径 $2r$ で n 格子点分であると仮定すると、放射線照射領域3の端部から2格子点分を加味して直径が(n

+ 4) の円の面積によって、照射野の平坦化に必要な格子点の数を近似することができる。放射線（粒子線）の利用効率は放射線照射領域 3 内の格子点数と放射線照射領域 3 に周辺領域の 2 格子点を加味した領域内の格子点数との比で与えられることから、放射線照射領域 3 の外部の放射線が全て無駄になっていると考え、 $(n / (n + 4))^2$ で与えられる。従って、放射線の利用効率を 30 % にするには n を 5 以上にすればよいことがわかる。

【 0 0 4 4 】

また、上述した説明では放射線照射領域 3 が円形である場合について示したが、一般的には放射線照射領域 3 は円形照射野ではない。このため、従来法では放射線（粒子線）の利用効率が理論値 30 % よりも悪かった。例えば、放射線照射領域 3 が円形の照射野の $1 / 2$ しか占めないとすると放射線の利用効率は 15 % に下がる。これに対して、この実施の形態 1 では実際の放射線照射領域 3 の外側の必要な格子点にしか放射線（粒子線）を照射しないので、放射線照射領域 3 を X 軸方向及び Y 軸方向に格子状に 5 つ未満に分割しても実際の放射線の利用効率を改善することができる。

【 0 0 4 5 】

また、上記説明では、放射線照射領域 3 とその周辺領域との分割を図 2 に示すような治療中心から X 軸、Y 軸方向に分割した例を示したが、任意の点を基準にして直交方向に格子点をとっても同様の効果がある。

【 0 0 4 6 】

さらに、図 2 では一辺 a の正方形で分割したが、これ以外の分割方法をとってもよい。

図 4 は実施の形態 1 による放射線照射領域及びその周辺領域の他の分割例を示す図である。図に示すように、放射線照射領域 3 及びその周辺領域を一辺 $a / 2$ の正方形で分割し、放射線の X 軸、Y 軸方向のステップサイズを a とし、次のラインを照射する場合に $a / 2$ ずらして照射するようにしてもよい。このようにしても上記実施の形態と同様に治療シミュレーションで照射野の平坦化条件を求め、同様の効果を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

さらに、放射線照射領域 3 及びその周辺領域を正方形で分割したが、正方形でなく任意の同一形状（菱形や長方形）による分割に対しても、各格子点に対する放射線の線量をパラメータとして、放射線照射領域 3 が平坦化される各格子点に対する線量を逆計算し、この解がある場合には同様の効果を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

さらに、図 3 においてビーム形状（標準偏差 $\sigma_{x y}$ ）が等方的な場合を仮定して解析したが、等方的でない場合にもビームの形状に合わせてステップサイズを最適化するシミュレーションが可能であり、同様の効果を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

さらに、放射線照射領域 3 が円形である場合について述べたが任意の形状の放射線照射領域 3 に対しても放射線照射領域 3 の端部から外側に 2 格子点分広げた領域に放射線を照射するシミュレーションを実施すれば同様の効果を得ることができる。

【 0 0 5 0 】

さらに、放射線照射領域 3 の平坦度が $\pm 1\%$ の場合について述べたが、任意の平坦度に対しても同様の効果がある。

図 3 から分かるように、一般的に放射線照射領域 3 の平坦度を上げるほどステップサイズは小さくなり、平坦度を悪くすればステップサイズは大きくなる。放射線照射領域 3 の平坦度をよくすれば、放射線照射領域 3 の端部から外側に位置する格子点に照射される放射線の線量は増えるが、放射線照射領域 3 内部に位置する格子点に照射される放射線の線量も増加する。一方、平坦度を悪くすれば、放射線照射領域 3 の端部から外側に位置する格子点に照射される放射線の線量は減るが、放射線照射領域 3 内の格子点に照射される放射線の線量も減る。

これらの関係を鑑みると、放射線照射治療に利用できる範囲の平坦度 0.5 ～ 5% 程度で、ビーム形状の標準偏差 $\sigma_{x y}$ が 1.7 ～ 2.1 程度であれば、放射線の利用効率はシミュレーションする平坦度には余り依存しない。

【 0 0 5 1 】

さらに、図 2 に示した例では格子点に対する放射線の照射順序について言及しなかったが、放射線照射領域 3 の形成には格子点の照射順序は影響しないので、

ワブラ装置 8 の制御が容易な格子点の順序か又は制御データ作成が容易な順序でも同様の効果がある。

【 0 0 5 2 】

また、各格子点での照射線量の寄与が同じであれば、1 回の照射でなく複数回に分けて照射しても同様の効果がある。

【 0 0 5 3 】

さらに、格子点が円形の放射線照射領域 3 の直径部分の端部に一致するように分割した例を示したが、格子点が放射線照射領域 3 の直径部分の端部に一致しない場合でも放射線照射領域 3 外の格子点に照射される放射線の線量をシミュレーションして放射線照射領域 3 に寄与する格子点を含めるようにすれば同様の効果がある。

【 0 0 5 4 】

さらに、格子点を規則正しくとった場合で各格子点に同じビーム形状の放射線と同じ線量だけ照射する例を述べたが、複雑な計算式になるが、不規則な格子点に異なるビーム形状の放射線を照射する場合でも放射線照射領域 3 内部を平坦化する逆問題の解がある場合には同様の効果がある。

【 0 0 5 5 】

また、照射する放射線の照射位置が時間的に変動する場合、変動に再現性及び規則性があれば、各格子点での実際の照射位置に対して段落 0 0 5 3 の方法で各格子点の照射線量を求めることも可能である。一方、変動に再現性や規則性がなければ、照射される放射線のビーム形状に変動の幅を織り込むことにより放射線照射領域 3 の平坦化条件を求めることができる。

【 0 0 5 6 】

以上のように、この実施の形態 1 によれば、放射線を照射すべき放射線照射領域 3 とその周辺領域とを格子状に分割し、分割した各格子点に合わせて放射線を照射する治療シミュレーションを実行し、この治療シミュレーションが実行されると、放射線照射領域 3 の平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域の格子点に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案し、この照射計画に従って放射線を照射す

べき放射線照射領域 3 とその周辺領域とに放射線を照射するので、放射線照射領域 3 及びその周辺領域を複数に分割した単位照射領域を用いることから、所望の平坦度を与える放射線照射領域を正確に決定することができ、従来と比較して放射線の利用効率を向上させることができる。また、所望の平坦度を与える最小限の周辺領域の格子点に放射線を照射することから、余分な放射線の発生を抑えることができる。

【0057】

実施の形態 2.

この実施の形態 2 による放射線照射システムは、基本的に上記実施の形態 1 の構成と同様であるので、上記実施の形態 1 と異なる部分について説明する。

先ず、実施の形態 2 による治療計画装置（シミュレーション手段、照射計画立案手段）4 は、上記実施の形態 1 と同様に患者 2 の治療すべき患部の状態に応じて放射線照射領域 3 を作成するとともに、放射線照射領域 3 とその周辺領域とを帯状に分割して、その帯（単位照射領域）の中央線に合わせて放射線を照射するための各装置の制御パラメータ（放射線照射条件）を加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に設定する。加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 は、上記制御パラメータに従って分割した帯領域の中央線に合わせて放射線を照射する治療シミュレーションを実行する。この治療シミュレーションにおいて、治療計画装置 4 が放射線照射領域 3 の平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域に照射される放射線の線量が最小となる各装置の制御パラメータを求め、これを反映した放射線の照射計画を立案する。

なお、この実施の形態 2 における治療領域 1 も上記実施の形態 1 と同様に半径 r の球と仮定して、一辺が $4r$ の立方体と仮定した患者 2 の立方体の中心にその中心が位置するものとする。

【0058】

図 5 は実施の形態 2 による放射線照射システムの放射線照射領域の分割例を示す図である。図において、放射線を照射する帯領域の中央線から X 軸に平行に幅が a になるように分割し、放射線照射領域 3 の外部まで分割範囲を広げている。分割の境界は $y = ma$ ($m = \pm 1/2, \pm 3/2, \pm 5/2, \dots$) で与えら

れる。放射線を照射する中央線は、図5中の破線のラインで $y = k a$ ($k = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots$) で与えられる。

【0059】

ここで、実施の形態2による放射線照射システムの動作を説明する前に、放射線照射領域3の平坦化（以降、照射野の平坦化と称する）の条件について説明する。実施の形態2では各帯状の照射領域を単位時間に同じ線量が照射されるように放射線（粒子線）を移動させるものとして、治療計画装置4が上記実施の形態1で説明した式を用いて放射線照射領域3内部の平坦度を評価する。但し、上記（3）式は放射線が直線上を移動することから、下記式（4）を用いる。

$$Y_j = k a \quad (4)$$

但し、 $k = 0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots$

ここで、上記実施の形態1と同様に、放射線のビーム形状が2次元ガウス分布するものと仮定すると、上記（4）式の条件で上記（1）式の積分を求めれば、各中央線で同じ線量を照射した場合の線量分布を算出することができる。

図6は実施の形態2によるビーム形状（標準偏差 σ_{xy} ）で規格化した帯の分割幅 a の値と平坦度との関係を示すグラフ図である（ $\Delta x = \Delta y$ の場合）。図に示すように、 $\pm 1\%$ の平坦度にするためには $1.9 \sigma_{xy}$ のピッチで放射線照射領域3を帯状に分割すればよいことがわかる。

【0060】

図7は実施の形態2による放射線照射領域の分割方向における断面の線量分布（粒子線量）を示す図である。図6から平坦度 $\pm 1\%$ のとき、 1.9 ラインピッチであることから、図7に示すようにビーム形状（ビームサイズ）（標準偏差 σ_{xy} ）が 10 mm の場合で、放射線照射領域3の分割幅 a が $1.9 \sigma_{xy}$ となり、放射線は $X = 19, 38$ と 19 の整数倍の位置を照射する。つまり、ビーム形状 σ_{xy} を 10 mm とすると、 19 mm ずつ X 方向に放射線が走査される。

【0061】

また、図7の例では、 $X = 38$ ($2 \sigma_{xy}$) ~ 57 ($3 \sigma_{xy}$) で所定の平坦度が得られている。放射線（粒子線）が移動する中央線上でも同様に考えることができる。このとき、中央線上で放射線を動かす場合、放射線照射領域3の外部

を余分に照射する距離もほぼ 2 本分の帯の幅になる。これは、放射線照射領域 3 内部で一番外側の帯の中央線上を移動する放射線から与えられる放射線照射領域 3 の端部からの線量のみでは放射線照射領域 3 内で所望の平坦度を得ることができないことによる。つまり、放射線照射領域 3 の端部からすぐ外側の中央線上を移動する放射線からの寄与 ($1.9 \sigma_{xy}$) と、放射線照射領域 3 の端部からさらに外側の中央線上を移動する放射線からの寄与 ($3.8 \sigma_{xy}$) とによって所望の平坦度が得られる。一方、放射線照射領域 3 の端部からさらに外側の帯の中央線上を移動する放射線からの寄与 ($5.7 \sigma_{xy}$) は無視できる大きさとなる。

ここで、単位時間に同じ線量の放射線を照射するということは、各帯の中央線上を放射線が移動する速度が同じという条件であるから、放射線を移動させる Y 軸側の磁場を発生する電磁石系の負荷は同じである。

上述したような所望の照射野の平坦度が得られるとともに放射線照射領域 3 の周辺領域における帯数が最小となる（周辺領域に照射される放射線の線量が最小となる）条件は、治療シミュレーションの実行中に治療計画装置 4 によってその具体的な制御パラメータが算出される。

【 0 0 6 2 】

次に動作について説明する。

まず、粒子線治療を実施する前に不図示の X 線 CT で患者 2 の患部（治療領域 1 に相当する）を撮影して得られた患部の画像データを治療計画装置 4 に出力する。治療計画装置 4 は、入力した患部の画像データから解析された患部の状態に基づいて治療領域 1 にマージンとなる領域などを加えて放射線照射領域 3 を決定する。このとき、実施の形態 2 による治療計画装置 4 における放射線の照射領域を形成する治療シミュレーションでは、図 5 に示すように放射線照射領域 3 及びその周辺領域を帯状に分割し、各帯（単位照射領域）の中央線上に等量の放射線（粒子線）を照射するものとする。

【 0 0 6 3 】

治療計画装置 4 は、上述した帯の中央線上に放射線を照射させるための制御パラメータを算出して加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に出力する。治療計画

装置 4 からの制御パラメータに従って、照射制御装置 6 は半径 r の円と仮定した放射線照射領域 3 に外接するようにコリメータ装置 1 3 の開度パラメータを設定し、さらにワブラ装置 8、散乱体装置 9、線量モニタ装置 1 0、リッジフィルタ装置 1 1 及びレンジシフタ装置 1 2 の動作を制御する。これに伴って、加速器制御装置 5 が加速器 7 を制御することで、図 5 に示した帯（単位照射領域）の間隔によって決定されるビーム形状の放射線（粒子線）を発生させて治療シミュレーションを実行する（シミュレーションステップ）。ここで、放射線を帯状に照射するには、ワブラ装置 8 の通電電流を制御して、帯の位置に相当する Y 軸方向に偏向角度を与える磁界を発生させ、放射線を移動させる X 軸方向に一定速度で移動する磁界を発生させることで実現できる。

このようにして実行される治療シミュレーションにおいて、治療計画装置 4 が放射線照射領域 3 の端部から外側にどの帯まで放射線を照射すると放射線照射領域 3 内部の所望の平坦度が得られるかを判定する。

【 0 0 6 4 】

また、上記の場合では放射線照射領域 3 の端部から 3 帯以上離れた部分に対して放射線を照射しなくてもよいので、放射線を照射する帯の座標を治療シミュレーションで求めることができる。ここで、治療計画装置 4 が各帯の中央線上を移動する距離に応じて照射される線量を計算する。

このあと、線量モニタ装置 1 0 を用いて治療計画装置 4 が上記制御パラメータに従って照射した放射線の線量分布が妥当であるか否かを判定する。これによって妥当であると判定されると、治療計画装置 4 は放射線を照射すべき帯の制御パラメータを反映した放射線照射計画を立案する（照射計画立案ステップ）。

【 0 0 6 5 】

上記放射線照射計画における制御パラメータは治療計画装置 4 から加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に出力される。加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 は、治療計画装置 4 から入力した治療シミュレーションと同じ制御パラメータを加速器 7、ワブラ装置 8、散乱体装置 9、線量モニタ装置 1 0、リッジフィルタ装置 1 1、及びレンジシフタ装置 1 2 に設定し、さらに、放射線照射領域 3 に対応した開度データを計算してコリメータ装置 1 3 に設定する。

【 0 0 6 6 】

このあと、患者 2 を治療台 1 4 に横臥させて固定し、放射線照射領域 3 を照射位置に合わせる。照射制御装置 6 は放射線照射領域 3 に対して放射線を照射する場合、放射線を照射する帯に対応した位置に放射線（粒子線）を設定させるためにワブラ装置 8 を制御するとともに、散乱体装置 9 に所定のビーム形状を与える散乱体を設定し、線量モニタ装置 1 0 に上記放射線照射計画に従った照射線量を設定する。

【 0 0 6 7 】

上述のように制御パラメータが設定されると、各帯に対する放射線（粒子線）の照射を開始し、線量モニタ装置 1 0 がモニタする線量が所定値となる（放射線が所定の距離移動する）と、照射制御装置 6 は放射線ビームを止めて次の帯に放射線を移動させるよう制御して、線量モニタ装置 1 0 に所定の線量を設定し、放射線の照射を続行する（放射線照射ステップ）。以上の動作が放射線を照射すべき全ての帯に対して行われると、1 回の放射線照射治療が完了する。

【 0 0 6 8 】

この実施の形態 2 では、照射野の平坦化のために、放射線照射領域 3 の端部（境界）から 3 帯以内の周辺領域にも放射線を照射しないと放射線照射領域 3 内部の平坦度が保証できない。このため、放射線照射領域 3 の端部（境界）から上下各 2 本の帯の中央線上を移動して照射される放射線の一部が無駄になっている。

つまり、放射線照射領域 3 が半径 r の円形で、その直径 $2r$ で n 帯分であると仮定すると、放射線照射領域 3 の端部から 2 帯分を加味して直径が $(n+4)$ の円の面積によって照射野の平坦化に必要な帯の数を近似することができる。放射線（粒子線）の利用効率は放射線照射領域 3 内の帯数と放射線照射領域 3 に周辺領域の 2 帯分を加味した領域内の帯数との比で与えられることから、放射線照射領域 3 の外部の放射線が全て無駄になっていると考え、 $(n/(n+4))^2$ で与えられる。従って、放射線の利用効率を 30% にするには n を 5 以上にすればよいことがわかる。

【 0 0 6 9 】

また、上述した説明では放射線照射領域 3 が円形である場合について示したが

、一般的には放射線照射領域 3 は円形照射野ではない。このため、従来法では放射線（粒子線）の利用効率が理論値 3 0 % よりも悪かった。この実施の形態 2 では実際の放射線照射領域 3 の外側の必要な帯にしか放射線を照射しないので、放射線照射領域 3 を 5 未満の帯で分割しても実際の放射線の利用効率を改善することができる。

【 0 0 7 0 】

また、上記説明では、放射線照射領域 3 とその周辺領域との分割を図 5 に示すような治療中心に対し X 軸に平行に分割したが、任意の直線方向に平行に分割しても同様の効果がある。さらに、図 5 では X 軸に平行に分割したが、任意の曲線で平行に分割しても同様の効果を得ることができる。

【 0 0 7 1 】

さらに、図 5 においてビーム形状（標準偏差 $\sigma_{x y}$ ）が等方的な場合を仮定して解析したが、等方的でない場合にもビームの形状に合わせてステップサイズを最適化するシミュレーションが可能であり、同様の効果を得ることができる。

【 0 0 7 2 】

さらに、放射線照射領域 3 が円形である場合について述べたが任意の形状の放射線照射領域 3 に対しても最外部の放射線照射領域 3 に接する帯の外側に 2 帯分広げた領域に放射線を照射するシミュレーションを実施すれば同様の効果を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

さらに、放射線照射領域 3 の平坦度が $\pm 1\%$ の場合について述べたが、任意の平坦度に対しても同様の効果がある。

図 6 からわかるように、一般的に放射線照射領域 3 の平坦度を上げるほど帯の間隔は狭くなり、平坦度を悪くすれば帯の間隔は広くなる。放射線照射領域 3 の平坦度をよくすれば、放射線照射領域 3 の端部から外側に位置する帯に照射される放射線の線量は増えるが、放射線照射領域 3 内部に位置する帯に照射される放射線の線量も増加する。一方、平坦度を悪くすれば、放射線照射領域 3 の端部から外側に位置する帯に照射される放射線の線量は減るが、放射線照射領域 3 内の帯に照射される放射線の線量も減少する。

これらの関係を鑑みると、放射線照射治療に利用できる範囲の平坦度 0.5 ～ 5 % 程度で、ビーム形状の標準偏差 σ_{xy} が 1.8 ～ 2.3 程度であれば、放射線の利用効率はシミュレーションする平坦度には余り依存しない。

【 0 0 7 4 】

さらに、図 5 に示した例では帯に対する放射線の照射順序について言及しなかったが、放射線照射領域 3 の形成には帯の照射順序は影響しないので、ワブラ装置 8 の制御が容易な帯の順序か又は制御データ作成が容易な順序でも同様の効果がある。

【 0 0 7 5 】

さらに、図 5 では帯に対する放射線の照射方向に言及しなかったが、放射線照射領域 3 の形成には帯の照射方向は影響しないので、ワブラ装置 8 の制御が容易な帯の照射方向か又は制御データ作成が容易な照射方向でも同様の効果が得られる。

【 0 0 7 6 】

また、各带上での照射線量の寄与が同じであれば、1 回走査でなく複数回に分けて走査しても同様の効果がある。

【 0 0 7 7 】

さらに、図 5 に示す例では、1 通りの帯で分割したが、異なる分割方向の帯を複数重ね合わせた場合でも同様の効果がある。複数重ね合わせる場合には各々の帯の照射条件は緩くなる。この例としては、X 軸方向の分割と Y 軸方向の分割とを重ね合わせる方式や X 軸方向の分割と X 軸に一定の角度を持った直線に沿った分割とを重ね合わせる方式などがある。

【 0 0 7 8 】

各帯の中央線上での照射線量が同じであれば、各带上で粒子線（放射線）の速度と粒子数との積が一定となるように移動させても同様の効果がある。

【 0 0 7 9 】

また、帯が円形の放射線照射領域 3 の端部に一致するように分割する例を示したが、帯が放射線照射領域 3 の端部に一致しない場合でも放射線照射領域 3 外の帯に照射される放射線の線量をシミュレーションして放射線照射領域 3 に寄与す

る帯を含めるようにすれば同様の効果がある。

【 0 0 8 0 】

さらに、帯を規則正しくとった場合で各帯に同じビーム形状の放射線を同じ線量だけ照射する例を述べたが、複雑な計算式になるが、不規則な幅の帯に分割して異なるビーム形状の放射線を照射する場合でも放射線照射領域 3 内部を平坦化する逆問題の解がある場合には同様の効果がある。

【 0 0 8 1 】

さらに、照射する放射線の照射位置が時間的に変動する場合、変動に再現性及び規則性があれば、各帯で実際に放射線が照射される位置に対して段落 0 0 7 8 の方法で各帯に対する照射線量を求めることも可能である。一方、変動に再現性や規則性がなければ、照射される放射線のビーム形状に変動の幅を織り込むことにより放射線照射領域 3 の平坦化条件を求めることができる。

【 0 0 8 2 】

以上のように、この実施の形態 2 によれば、放射線を照射すべき放射線照射領域 3 とその周辺領域とを帯状に分割し、分割した各帯に合わせて放射線を照射する治療シミュレーションを実行し、この治療シミュレーションが実行されると、放射線照射領域 3 の平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域の帯に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案し、この照射計画に従って放射線を照射すべき放射線照射領域 3 とその周辺領域とに放射線を照射するので、放射線照射領域 3 及びその周辺領域を複数に分割した単位照射領域を用いることから、所望の平坦度を与える放射線照射領域を正確に決定することができ、従来と比較して放射線の利用効率を向上させることができる。また、所望の平坦度を与える最小限の周辺領域の帯に放射線を照射することから、余分な放射線の発生を抑えることができる。

【 0 0 8 3 】

実施の形態 3.

この実施の形態 3 による放射線照射システムは、基本的に上記実施の形態 1 の構成と同様であるので、上記実施の形態 1 と異なる部分について説明する。

先ず、実施の形態 3 による治療計画装置（シミュレーション手段、照射計画立

案手段) 4 は、上記実施の形態 1 と同様に患者 2 の治療すべき患部の状態に応じて放射線照射領域 3 を作成するとともに、放射線照射領域 3 とその周辺領域とを同心円状に分割して、各同心円の間隔 (単位照射領域) の中央線に合わせて放射線を照射するための各装置の制御パラメータ (放射線照射条件) を加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に設定する。加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 は、上記制御パラメータに従って分割した各同心円の間隔の中央線に合わせて放射線を照射する治療シミュレーションを実行する。この治療シミュレーションにおいて、治療計画装置 4 が放射線照射領域 3 の平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域に照射される放射線の線量が最小となる各装置の制御パラメータを求め、これを反映した放射線の照射計画を立案する。

なお、この実施の形態 3 における治療領域 1 も上記実施の形態 1 と同様に半径 r の球と仮定して、一辺が $4r$ の立方体と仮定した患者 2 の立方体の中心にその中心が位置するものとする。

【 0 0 8 4 】

図 8 は実施の形態 3 による放射線照射システムの放射線照射領域の分割例を示す図である。図において、一番内側の円の半径は $a/2$ 、外側の同心円の半径は a ずつ増加する。放射線を照射する場所は同心円の中心及び各同心円間にある破線の円上で半径は a の整数倍である。

【 0 0 8 5 】

ここで、実施の形態 3 による放射線照射システムの動作を説明する前に、放射線照射領域 3 の平坦化 (以降、照射野の平坦化と称する) の条件について説明する。実施の形態 3 では各同心円間の照射領域に単位時間に等量の放射線が照射されるように放射線 (粒子線) を移動させるものとして、治療計画装置 4 が上記実施の形態 1 で説明した式を用いて放射線照射領域 3 内部の平坦度を評価する。但し、上記 (3) 式は放射線が円上を移動することから、下記式 (5) を用いる。

$$X_i^2 + Y_j^2 = (ka)^2 \quad (5)$$

但し、 $k = 0, 1, 2, 3, \dots$

ここで、上記実施の形態 1 と同様に、放射線のビーム形状が 2 次元ガウス分布するものと仮定すると、上記 (5) 式の条件で上記 (2) 式の値を求めれば、各

同心円の間隔で同じ線量を照射した場合の線量分布を算出することができる。

平坦度の条件に関しては中心を通る線上では上記実施の形態 1 とほぼ同じ効果が期待できるので、ビーム形状と同心円の半径との間には平坦度に応じて関係式が求まる。

【 0 0 8 6 】

上記実施の形態 1 及び上記実施の形態 2 と同様に、ビーム形状（標準偏差 σ_x σ_y ）で規格化した同心円の間隔と平坦度との関係を想定すると、放射線照射領域 3 の外部に最低 2 つの同心円の間隔上で放射線を照射しなければならない。

これは、放射線照射領域 3 内部で一番外側の同心円上を動く粒子線から与えられる放射線照射領域 3 の端部からの線量のみでは放射線照射領域 3 内で所望の平坦度が得られないことによる。つまり、放射線照射領域 3 の端部からのすぐ外側を回転する同心円上の放射線からの寄与（ $1.9 \sigma_{xy}$ ）と、放射線照射領域 3 の端部からさらに外側を回転する同心円上の放射線からの寄与（ $3.8 \sigma_{xy}$ ）とによって所望の平坦度が得られる。一方、放射線照射領域 3 の端部からさらに外側の同心円上を回転する放射線からの寄与（ $5.7 \sigma_{xy}$ ）は無視できる大きさになる。

ここで、単位時間に同じ線量を照射するという事は、各同心円上を放射線が移動する速度が同じという条件であるから、外側の同心円を照射する放射線の回転時間が長くなることを意味しており、放射線を回転させる周波数を回転半径に反比例して下げることができる。

上述したような所望の照射野の平坦度が得られるとともに放射線照射領域 3 の周辺領域における同心円数が最小となる（周辺領域に照射される放射線の線量が最小となる）条件は、治療シミュレーションの実行中に治療計画装置 4 によってその具体的な制御パラメータが算出される。

【 0 0 8 7 】

次に動作について説明する。

まず、粒子線治療を実施する前に不図示の X 線 CT で患者 2 の患部（治療領域 1 に相当する）を撮影して得られた患部の画像データを治療計画装置 4 に出力する。治療計画装置 4 は、入力した患部の画像データから解析された患部の状態に

基づいて治療領域 1 にマージンとなる領域などを加えて放射線照射領域 3 を決定する。このとき、実施の形態 3 による治療計画装置 4 における放射線の照射領域を形成する治療シミュレーションでは、図 8 に示すように放射線照射領域 3 及びその周辺領域を同心円状に分割し、各同心円の間隔（単位照射領域）の中央線上に等量の放射線（粒子線）を照射するものとする。

【 0 0 8 8 】

治療計画装置 4 は、上述した各同心円の間隔の中央線上に放射線を照射させるための制御パラメータを算出して加速器制御装置 5 及び照射制御装置 6 に出力する。治療計画装置 4 からの制御パラメータに従って、照射制御装置 6 は半径 r の円と仮定した放射線照射領域 3 に外接するようにコリメータ装置 1 3 の開度パラメータを設定し、さらにワブラ装置 8、散乱体装置 9、線量モニタ装置 1 0、リッジフィルタ装置 1 1 及びレンジシフタ装置 1 2 の動作を制御する。これに伴って、加速器制御装置 5 が加速器 7 を制御することで、図 8 に示した各同心円の間隔から決定されるビーム形状の放射線（粒子線）を発生させて治療シミュレーションを実行する（シミュレーションステップ）。ここで、放射線を同心円状に照射するには、ワブラ装置 8 の通電電流を制御して、放射線に所定の偏向角度を与える回転磁界を発生させることで実現できる。

このようにして実行される治療シミュレーションにおいて、治療計画装置 4 が放射線照射領域 3 の端部から外側にどの同心円まで照射すると放射線照射領域 3 内部の所望の平坦度が得られるかを判定する。

【 0 0 8 9 】

また、上記の場合では放射線照射領域 3 の端部から 3 同心円以上離れた部分に対して放射線を照射しなくてもよいので、放射線を照射する同心円の座標を治療シミュレーションで求めることができる。ここで、治療計画装置 4 が各同心円上を 1 回転する場合の放射線の周波数と 1 回転で照射される線量を計算する。

このあと、線量モニタ装置 1 0 を用いて治療計画装置 4 が上記制御パラメータに従って照射した放射線の線量分布が妥当であるか否かを判定する。これによって妥当であると判定されると、治療計画装置 4 は放射線を照射すべき同心円の制御パラメータを反映した放射線照射計画を立案する（照射計画立案ステップ）。

【0090】

上記放射線照射計画における制御パラメータは治療計画装置4から加速器制御装置5及び照射制御装置6に出力される。加速器制御装置5及び照射制御装置6は、治療計画装置4から入力した治療シミュレーションと同じ制御パラメータを加速器7、ワブラ装置8、散乱体装置9、線量モニタ装置10、リッジフィルタ装置11、及びレンジシフタ装置12に設定し、さらに、放射線照射領域3に対応した開度データを計算してコリメータ装置13に設定する。

【0091】

このあと、患者2を治療台14に横臥させて固定し、放射線照射領域3を照射位置に合わせる。照射制御装置6は放射線照射領域3に対して放射線を照射する場合、放射線を照射する同心円に対応した位置に放射線（粒子線）を設定させるためにワブラ装置8を制御するとともに、散乱体装置9に所定のビーム形状を与える散乱体を設定し、線量モニタ装置10に上記放射線照射計画に従った照射線量を設定する。

【0092】

上述のように制御パラメータが設定されると、各同心円の間隔に対する放射線の照射を開始し、線量モニタ装置10がモニタする線量が所定値となる（放射線が1回転する）と、照射制御装置6は放射線ビームを止めて次の同心円に放射線を移動させるよう制御して、線量モニタ装置10に所定の線量を設定し、放射線の照射を続行する（放射線照射ステップ）。以上の動作が放射線を照射すべき全ての同心円の間隔に対して行われると、1回の放射線照射治療が完了する。

【0093】

この実施の形態3では、照射野の平坦化のために、放射線照射領域3の端部（境界）から3同心円の間隔以内の周辺領域にも放射線を照射しないと放射線照射領域3内部の平坦度が保証できない。このため、放射線照射領域3の端部（境界）から2同心円の間隔までに照射される放射線の一部が無駄になっている。

つまり、放射線照射領域3が半径 r の円形で、その直径 $2r$ で n 同心円分であると仮定すると、放射線照射領域3の端部から2同心円分の間隔を加味して直径が $(n+4)$ の円の面積によって照射野の平坦化に必要な同心円数の間隔を近似

することができる。放射線（粒子線）の利用効率は放射線照射領域 3 内の同心円数の間隔と放射線照射領域 3 に周辺領域の 2 同心円の間隔分を加味した領域内の同心円数の間隔との比で与えられることから、放射線照射領域 3 の外部の放射線が全て無駄になっていると考え、 $(n / (n + 4))^2$ で与えられる。従って、放射線の利用効率を 30% にするには n を 5 以上にすればよいことがわかる。

【 0 0 9 4 】

また、上述した説明では放射線照射領域 3 が円形である場合について示したが、一般的には放射線照射領域 3 は円形照射野ではない。このため、従来法では放射線（粒子線）の利用効率が理論値 30% よりも悪かった。この実施の形態 3 では実際の放射線照射領域 3 に合わせて扁平な同心楕円で分割することで、放射線照射領域 3 を 5 未満の同心楕円で分割しても実際の放射線の利用効率を改善することができる。

【 0 0 9 5 】

また、上記説明では、放射線照射領域 3 とその周辺領域との分割を図 8 に示すように放射線照射領域 3 の境界上を放射線ビームが移動するように分割して同心円数が奇数となる場合について示したが、領域分割する同心円の数に偶数にして放射線照射領域 3 の境界上を放射線ビームが通らず、放射線ビームと放射線ビームとの中間部分が上記境界上を通るようにしても同様の効果がある。

【 0 0 9 6 】

さらに、上記説明では同心円で分割する例について示したが、任意の同心楕円で分割しても同様の効果がある。

【 0 0 9 7 】

さらに、図 8 においてビーム形状（標準偏差 $\sigma_{x y}$ ）が等方的な場合を仮定して解析したが、等方的でない場合にもビームの形状に合わせてステップサイズを最適化するシミュレーションが可能であり、同様の効果がある。

【 0 0 9 8 】

さらに、放射線照射領域 3 が円形である場合について述べたが任意の形状の放射線照射領域 3 に対しても最外部の放射線照射領域 3 に接する同心円の外側に 2

同心円分広げた領域に放射線を照射するシミュレーションを実施すれば同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 9 】

さらに、放射線照射領域 3 の平坦度が $\pm 1\%$ の場合について述べたが、任意の平坦度に対しても同様の効果がある。

一般的に放射線照射領域 3 の平坦度を上げるほど同心円の間隔は狭くなり、平坦度を悪くすれば同心円の間隔は広くなる。放射線照射領域 3 の平坦度をよくすれば、放射線照射領域 3 の端部から外側に位置する同心円に照射される放射線の線量は増えるが、放射線照射領域 3 内に位置する同心円に照射される放射線の線量も増加する。一方、平坦度を悪くすれば、放射線照射領域 3 の端部から外側に位置する同心円に照射される放射線の線量は減るが、放射線照射領域 3 内の同心円に照射される放射線の線量も減少する。

これらの関係を鑑みると、放射線照射治療に利用できる範囲の平坦度 $0.5 \sim 5\%$ 程度で、ビーム形状の標準偏差 σ_{xy} が $1.7 \sim 2.1$ 程度であれば、放射線の利用効率はシミュレーションする平坦度には余り依存しない。

【 0 1 0 0 】

さらに、図 8 に示した例では同心円の間隔に対する放射線の照射順序について言及しなかったが、放射線照射領域 3 の形成には同心円の照射順序は影響しないので、ワブラ装置 8 の制御が容易な同心円の順序か又は制御データ作成が容易な順序でも同様の効果がある。

【 0 1 0 1 】

上記説明では中心部がワブリングしていないが、従来法と同じように中心部をワブリングする場合についても同じようにシミュレーションすることで同様の効果がある。

【 0 1 0 2 】

また、各同心円での照射線量の寄与が同じであれば、1 回転でなく複数回に分けて回転しても同様の効果がある。

【 0 1 0 3 】

各同心円での照射線量が同じであれば、各々の同心円上で粒子線の速度と粒子

数の積が一定となるように移動させても同様の効果がある。

【 0 1 0 4 】

同心円を規則正しくとった場合で各同心円内を同じビーム形状の放射線を同じ線量だけ照射する例を述べたが、複雑な計算式になるが、不規則な同心円に異なるビーム形状の放射線を照射する場合でも放射線照射領域 3 内部を平坦化する逆問題の解がある場合には同様の効果がある。

【 0 1 0 5 】

さらに、照射する放射線の照射位置が時間的に変動する場合、変動に再現性及び規則性があれば、各同心円で実際に放射線が照射される位置に対して段落 0 1 0 3 の方法で各位置の照射線量を求めることも可能である。一方、変動に再現性や規則性がなければ、照射される放射線のビーム形状に変動の幅を織り込むことにより放射線照射領域 3 の平坦化条件を求めることができる。

【 0 1 0 6 】

以上のように、この実施の形態 3 によれば、放射線を照射すべき放射線照射領域 3 とその周辺領域とを同心円状に分割し、分割した各同心円の間隔に合わせて放射線を照射する治療シミュレーションを実行し、この治療シミュレーションが実行されると、放射線照射領域 3 の平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域の同心円の間隔に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案し、この照射計画に従って放射線を照射すべき放射線照射領域 3 とその周辺領域とに放射線を照射するので、放射線照射領域 3 及びその周辺領域を複数に分割した単位照射領域を用いることから、所望の平坦度を与える放射線照射領域を正確に決定することができ、従来と比較して放射線の利用効率を向上させることができる。また、所望の平坦度を与える最小限の周辺領域の同心円の間隔に放射線を照射することから、余分な放射線の発生を抑えることができる。

【 0 1 0 7 】

なお、放射線（粒子線）を外側で回転させる場合にはより多くの電流をワブラ装置 8 に流す必要があるが、各同心円での照射線量が一定になるように回転させると、外側の同心円は回転半径に反比例して周波数が下がり、ワブラ装置 8 の電

源などの負担が軽くなることを意味しており、システムの構築が容易になる。

【 0 1 0 8 】

【発明の効果】

以上のように、この発明によれば、放射線を照射すべき放射線照射領域とその周辺領域とを複数の単位照射領域に分割し、分割した各単位照射領域の形状に合わせて放射線を照射する放射線照射シミュレーションを実行し、この放射線照射シミュレーションが実行されると、放射線照射領域において放射線が適切な線量で一様に照射される度合である平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求め、この放射線照射条件を反映した放射線の照射計画を立案するので、放射線照射領域及びその周辺領域を複数に分割した単位照射領域を用いることから、所望の平坦度を与える放射線照射領域を正確に決定することができ、従来と比較して放射線の利用効率を向上させることができるという効果がある。また、所望の平坦度を与える最小限の周辺領域に放射線を照射することから、余分な放射線の発生を抑えることができるという効果がある。

【 0 1 0 9 】

この発明によれば、放射線照射領域とその周辺領域とを格子状の単位照射領域に分割するので、所望の平坦度を与える放射線照射領域を正確に決定することができるという効果がある。

【 0 1 1 0 】

この発明によれば、放射線照射領域とその周辺領域とを帯状の単位照射領域に分割するので、上記段落 0 1 0 8 より簡易な分割方法で同様の効果を奏することができる。

【 0 1 1 1 】

この発明によれば、放射線照射領域とその周辺領域とを同心円状の単位照射領域に分割するので、上記段落 0 1 0 8 と同様な効果を奏するとともに、各同心円での照射線量が一定になるように回転させることで、外側の同心円は回転半径に反比例して周波数が下がることから、ワブラ装置の電源などの負担が軽くすることができるという効果がある。

【 0 1 1 2 】

この発明によれば、単位照射領域が放射線照射領域の境界に位置するとき、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量に応じて、境界に位置する単位照射領域に照射される放射線の線量の放射線照射領域に対する寄与度を判定するので、余分な放射線の発生を抑えることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 この発明の実施の形態 1 による放射線照射システムの構成を示す図である。

【図 2】 実施の形態 1 による放射線照射領域及びその周辺領域の分割例を示す図である。

【図 3】 放射線ビームのステップサイズを放射線の等方的なビーム形状（標準偏差 $\sigma_{x y}$ ）で規格化した値と照射野の平坦度との関係を示すグラフ図である。

【図 4】 実施の形態 1 による放射線照射領域及びその周辺領域の他の分割例を示す図である。

【図 5】 実施の形態 2 による放射線照射システムの放射線照射領域の分割例を示す図である。

【図 6】 実施の形態 2 によるビーム形状（標準偏差 $\sigma_{x y}$ ）で規格化した帯の分割幅 a の値と平坦度との関係を示すグラフ図である。

【図 7】 実施の形態 2 による放射線照射領域の分割方向における断面の線量分布を示す図である。

【図 8】 実施の形態 3 による放射線照射システムの放射線照射領域の分割例を示す図である。

【図 9】 従来の放射線照射システムの構成を示す図である。

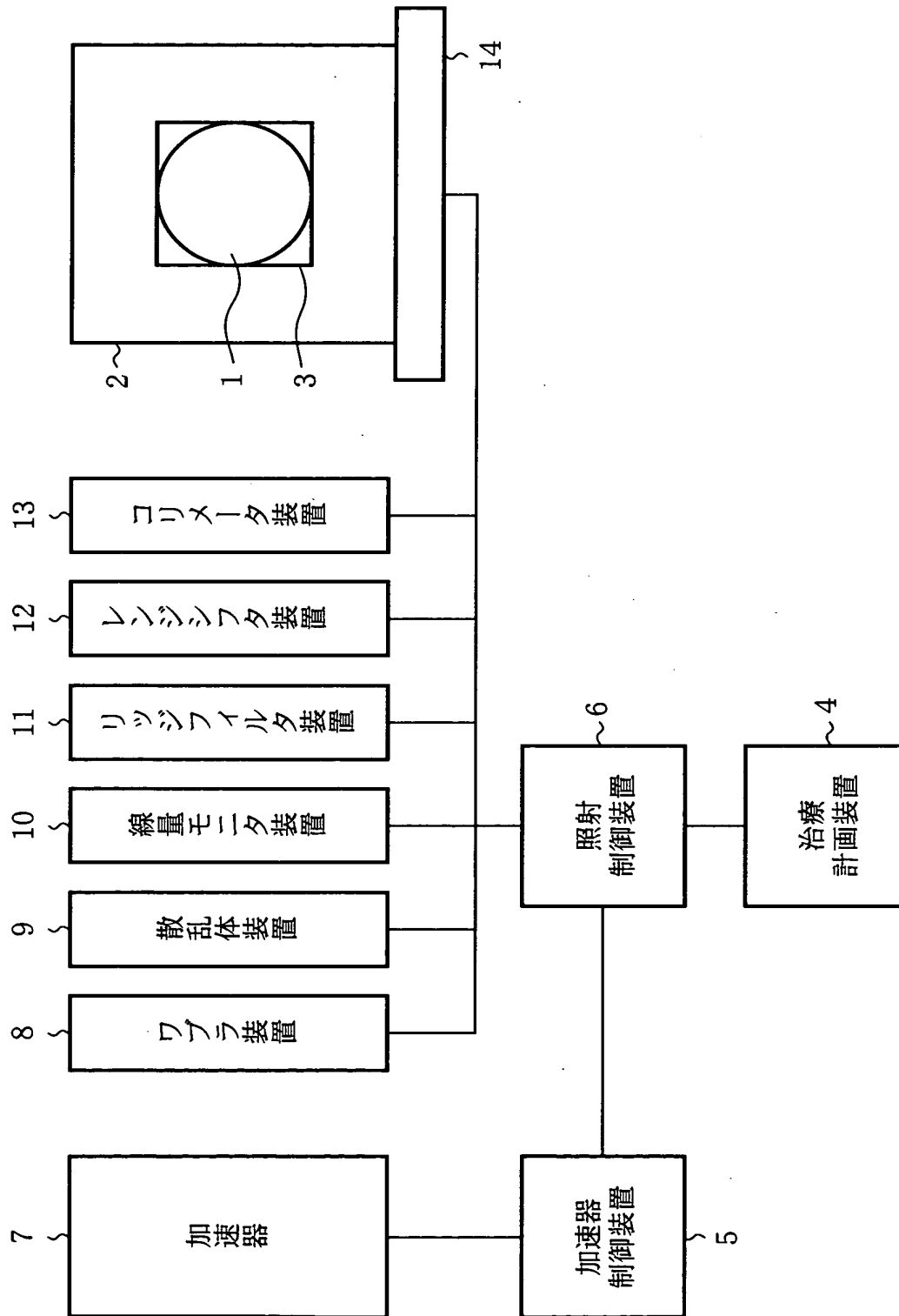
【符号の説明】

1 治療領域、2 患者、3 放射線照射領域、4 治療計画装置（シミュレーション手段、照射計画立案手段）、5 加速器制御装置（シミュレーション手段）、6 照射制御装置（シミュレーション手段）、7 加速器、8 ワブラ装置、9 散乱体装置、10 線量モニタ装置、11 リッジフィルタ装置、12

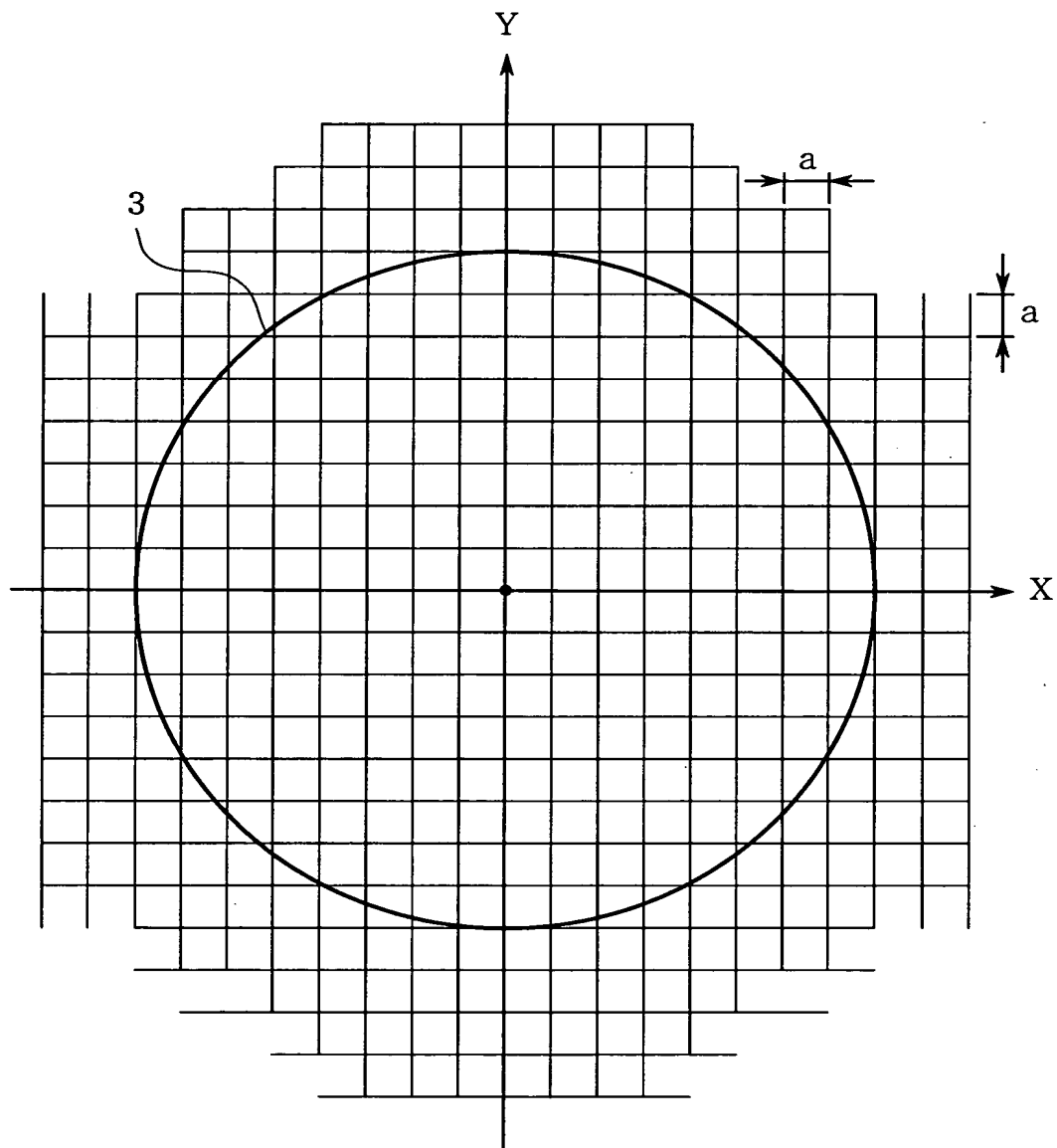
レンジシフト装置、 1 3 コリメータ装置、 1 4 治療台。

【書類名】 図面

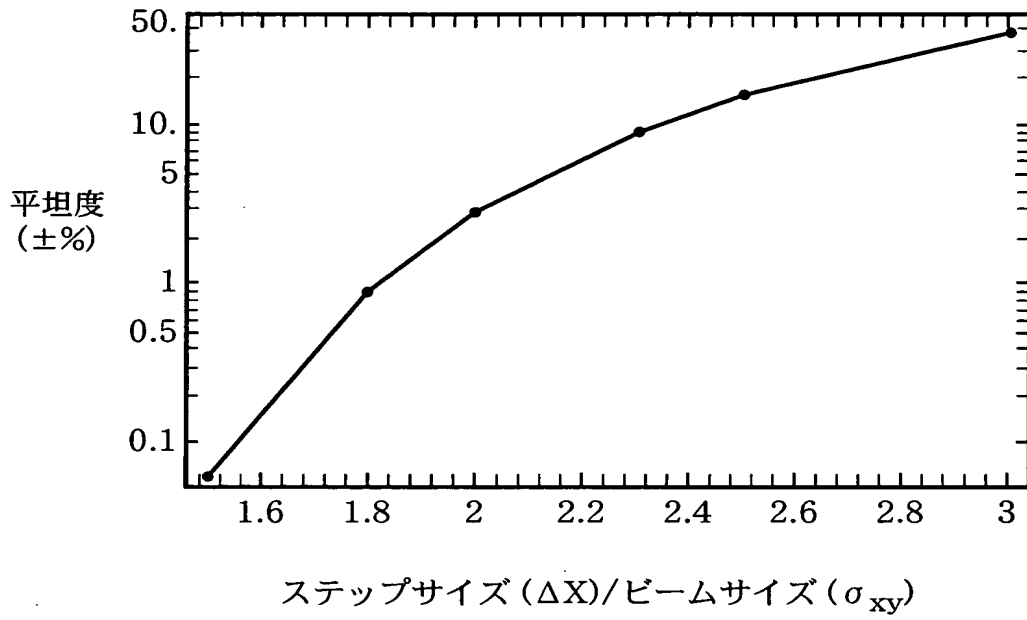
【図 1】



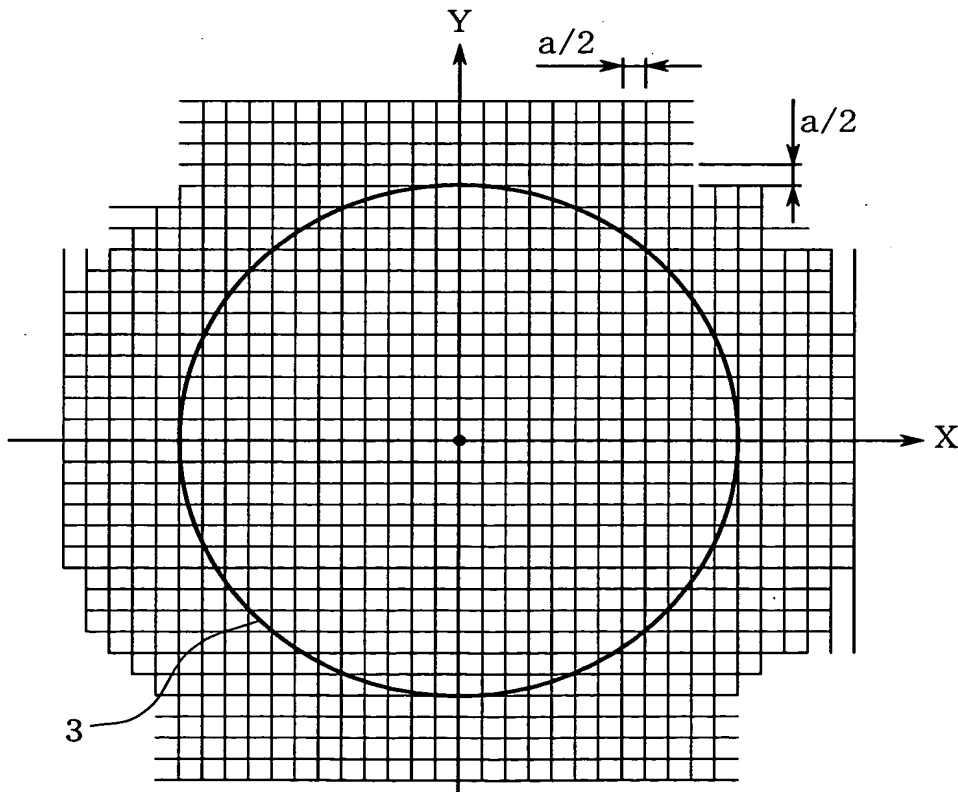
【図 2】



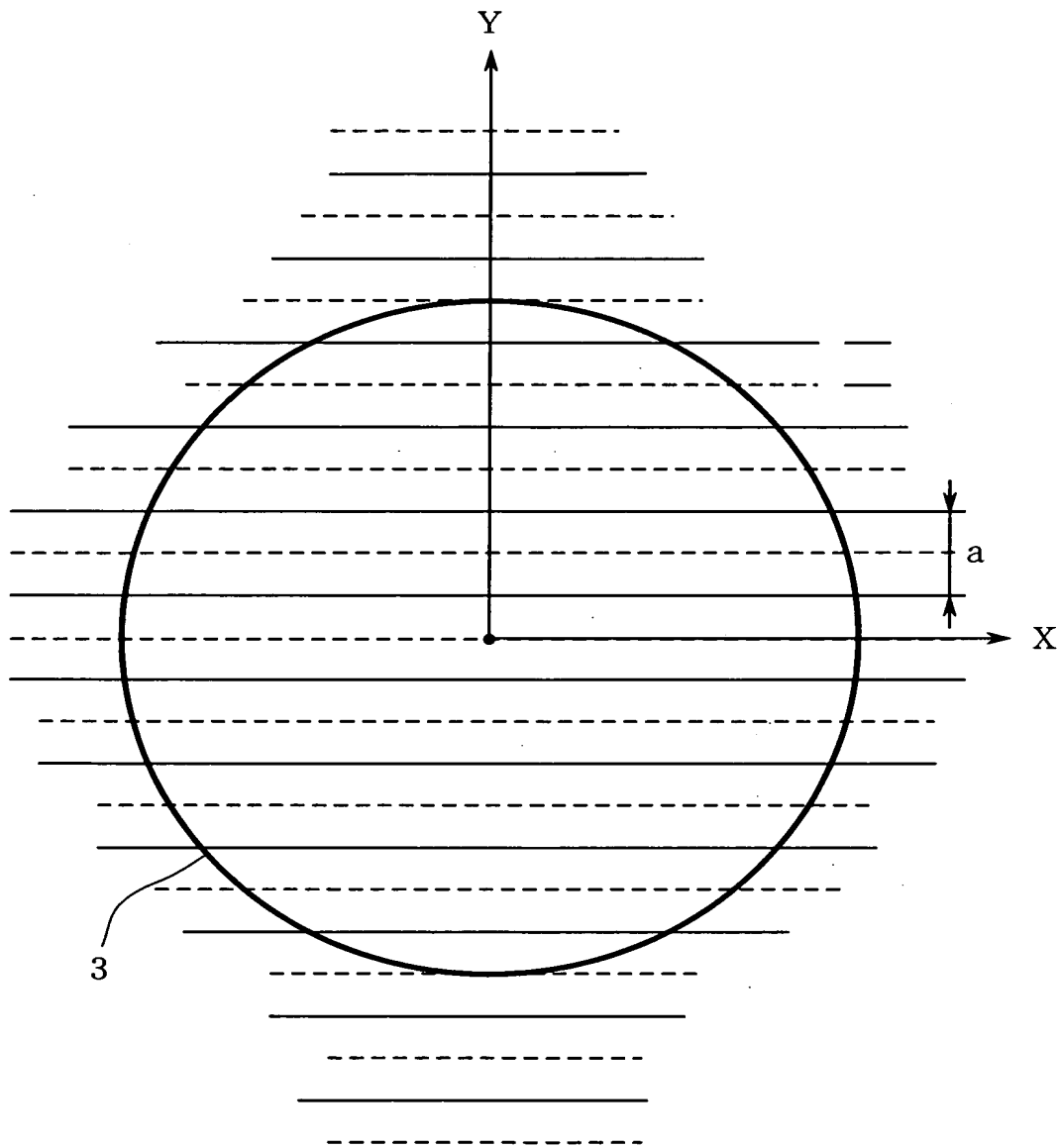
【図 3】



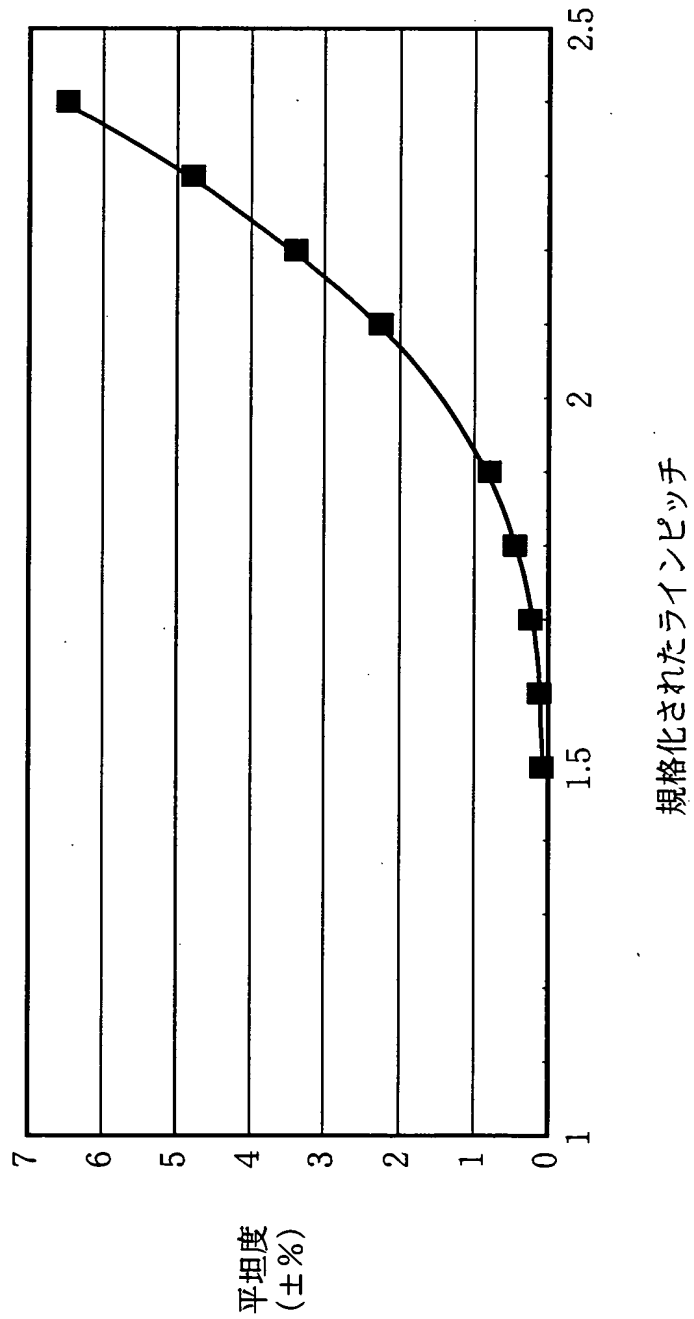
【図 4】



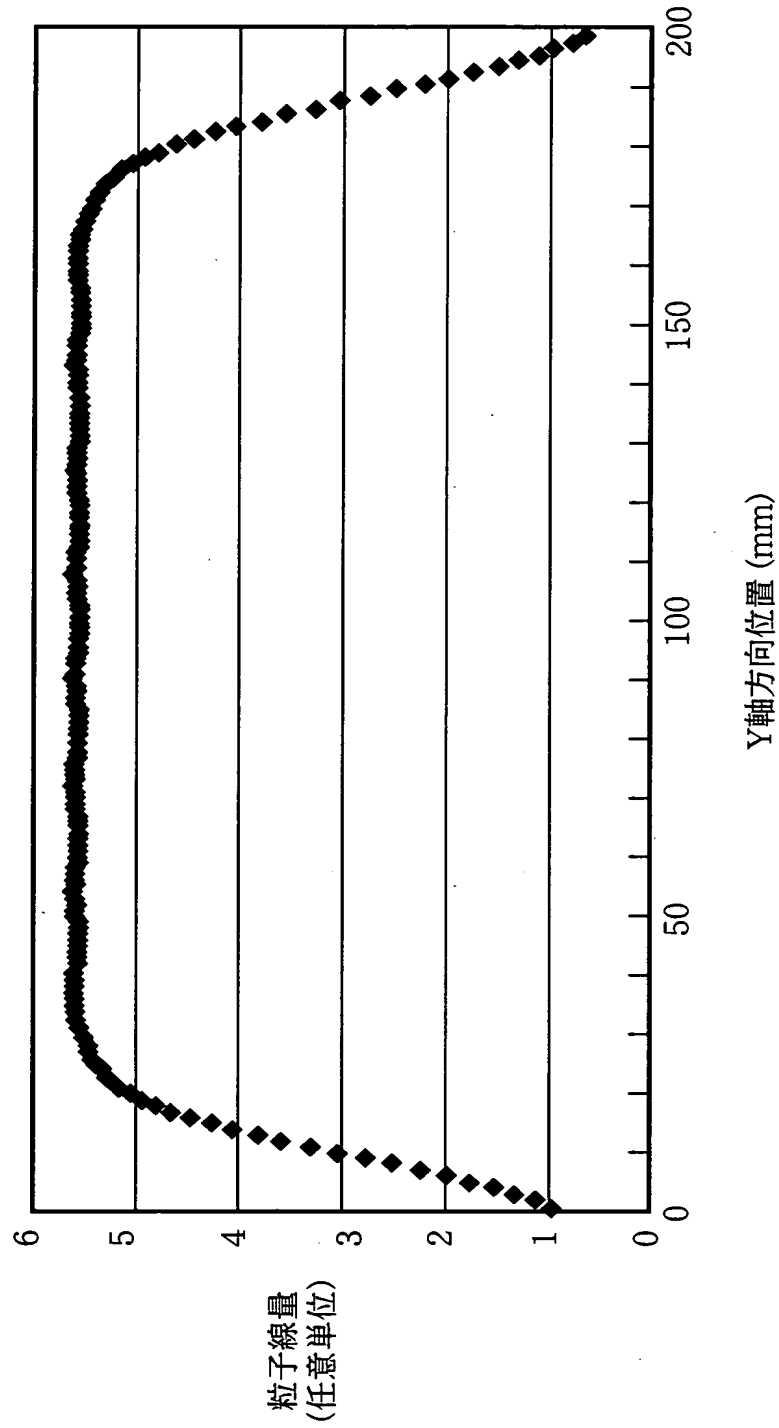
【図 5】



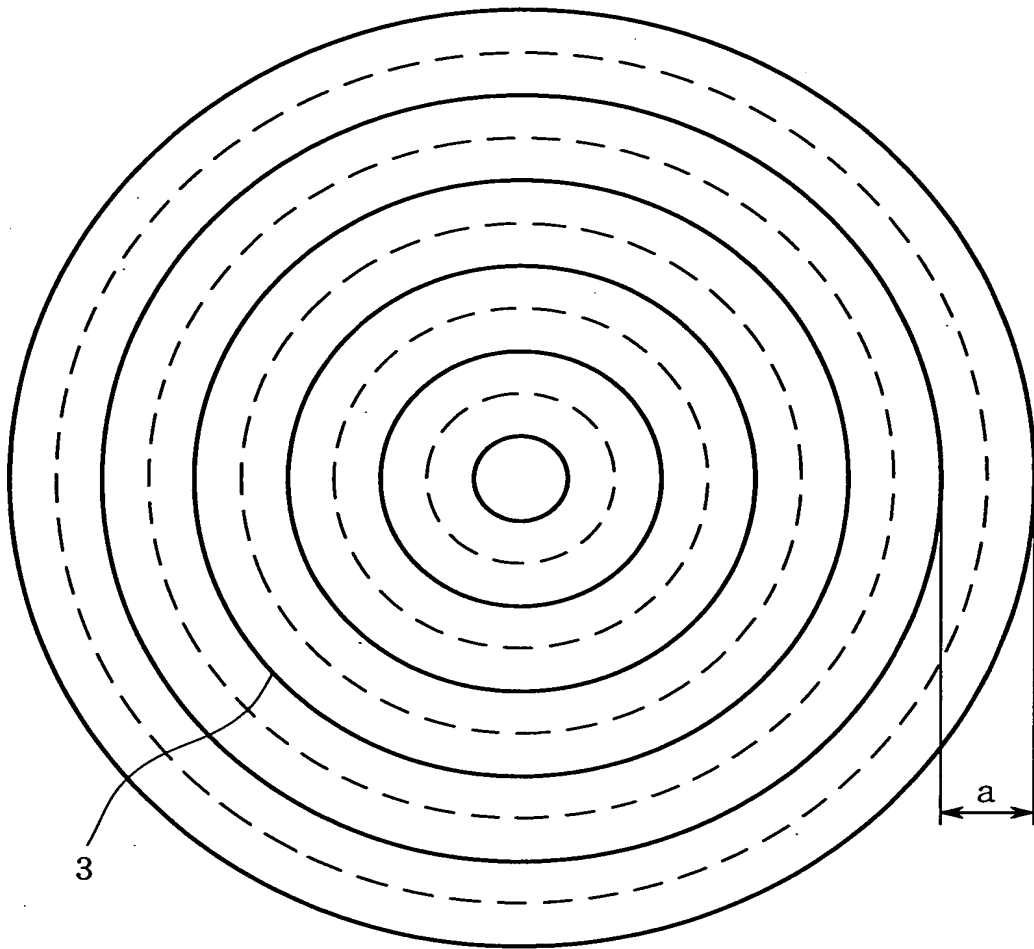
【図6】



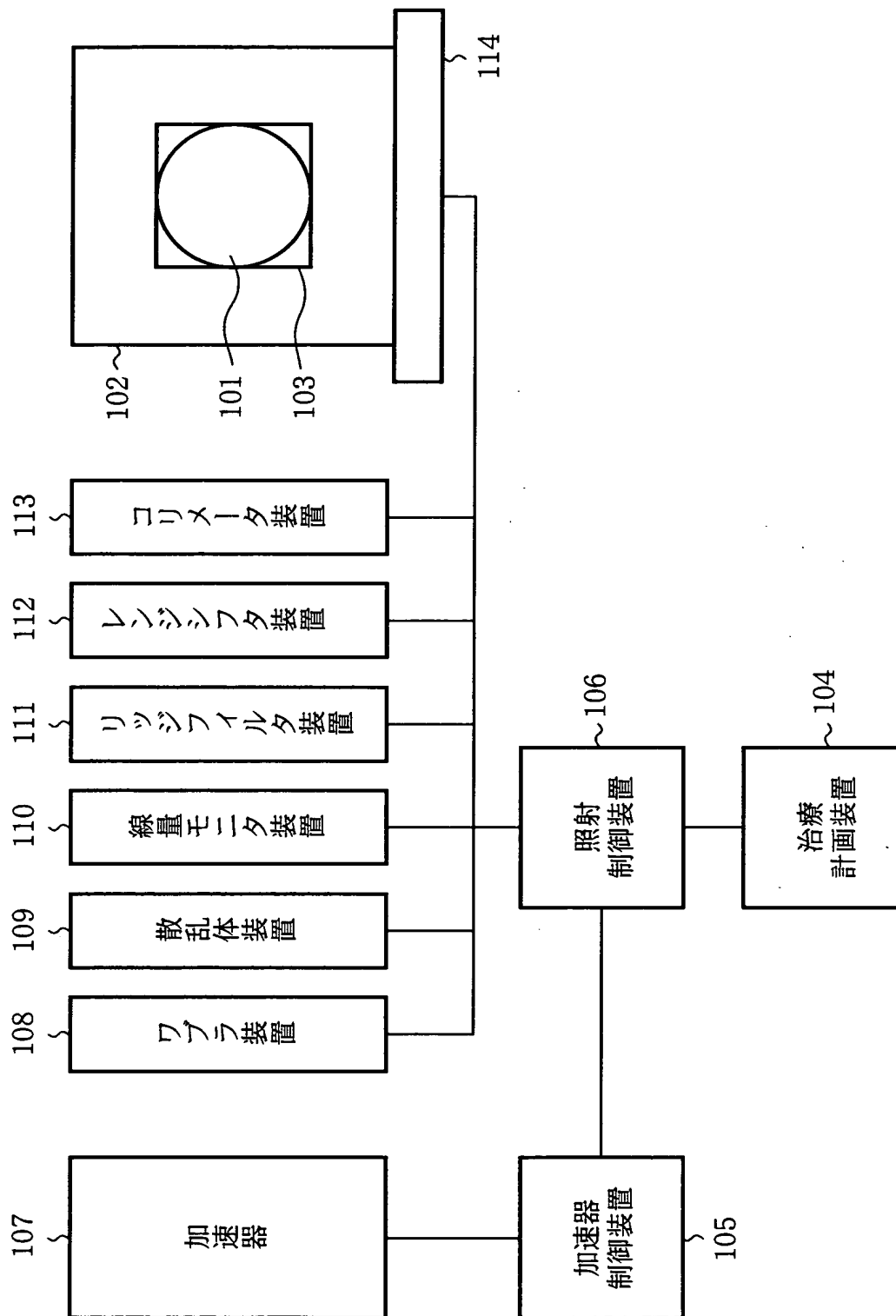
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 放射線の利用効率が低いという課題があった。

【解決手段】 放射線を照射すべき放射線照射領域 3 とその周辺領域とを複数の単位照射領域に分割し、分割した各単位照射領域の形状に合わせて放射線を照射する放射線照射シミュレーションを実行し、放射線照射領域 3 における平坦度が所望の範囲内にあって、周辺領域の単位照射領域に照射される放射線の線量が最小となる放射線照射条件を求める。

【選択図】 図 2

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 6 0 1 3]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 2 4 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都千代田区丸の内 2 丁目 2 番 3 号
氏 名	三菱電機株式会社